

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant(s):	Takeshi Ozawa, et al.	Examiner:	Unassigned
Serial No:	To be assigned	Art Unit:	Unassigned
Filed:	Herewith	Docket:	16772
For:	IMAGE PROCESSING DEVICE FOR FLUORESCENCE OBSERVATION	Dated:	June 23, 2003

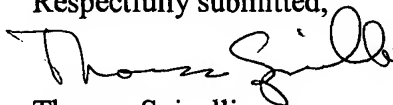
Mail Stop Patent Application
Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

CLAIM OF PRIORITY

Sir:

Applicants in the above-identified application hereby claim the right of priority in connection with Title 35 U.S.C. § 119 and in support thereof, herewith submit a certified copy of Japanese Patent Application No. 2002-186337 (JP2002-186337) filed June 26, 2002.

Respectfully submitted,



Thomas Spinelli

Registration No.: 39,533

Scully, Scott, Murphy & Presser
400 Garden City Plaza
Garden City, New York 11530
(516) 742-4343

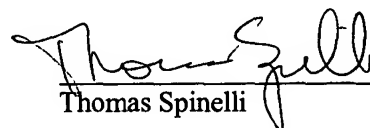
CERTIFICATE OF MAILING BY "EXPRESS MAIL"

Express Mailing Label No.: EV244418286US

Date of Deposit: June 23, 2003

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service "Express Mail Post Office to Addressee" service under 37 C.F.R. § 1.10 on the date indicated above and is addressed to the Commissioner for Patents, Mail Stop Patent Application, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450, on June 23, 2003.

Dated: June 23, 2003


Thomas Spinelli

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 6月26日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-186337

[ST.10/C]:

[JP2002-186337]

出 願 人

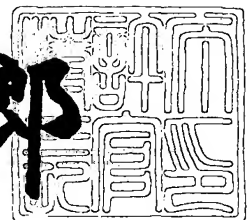
Applicant(s):

オリンパス光学工業株式会社

2003年 5月30日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3040438

【書類名】 特許願

【整理番号】 02P01188

【提出日】 平成14年 6月26日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 1/00
A61B 1/04
G01N 21/64
H04N 5/321
H04N 9/04

【発明の名称】 蛍光観察用画像処理装置

【請求項の数】 2

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学
工業株式会社内

【氏名】 秋本 俊也

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学
工業株式会社内

【氏名】 小澤 剛志

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学
工業株式会社内

【氏名】 今泉 克一

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学
工業株式会社内

【氏名】 後野 和弘

【特許出願人】

【識別番号】 000000376

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号

【氏名又は名称】 オリンパス光学工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100076233

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013387

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9101363

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 蛍光観察用画像処理装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第 1 の反射光画像の画像信号と、ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第 2 の反射光画像の画像信号と、蛍光を励起するための青色の波長帯域である励起光を生体組織に照射して得た蛍光画像の画像信号と、の 3 つの画像信号を入力する信号入力手段を有し、

前記ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域を赤色、前記ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域を青色、前記蛍光画像を緑色で表示されるように、前記 3 つの画像信号を合成して合成画像を生成する合成手段と、

前記合成画像上に表示される正常組織と病変組織との色相の境界が、C I E 1 9 7 6 UCS 色度図に対して (0. 2 1, 0. 5 3)、(0. 1 8, 0. 5 0)、(0. 2 3, 0. 4 4)、(0. 2 5, 0. 4 9) の 4 点で囲まれる範囲に含まれるように、前記信号入力手段で入力される前記 3 つの画像信号のゲインを調整するゲイン調整手段と、

を具備したことを特徴とする蛍光観察用画像処理装置。

【請求項 2】 ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第 1 の反射光画像の画像信号と、ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第 2 の反射光画像の画像信号と、蛍光を励起するための青色の波長帯域である励起光を生体組織に照射して得た蛍光画像の画像信号との 3 つの画像信号を入力する信号入力手段を有し、

前記ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域を青色、前記ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域を赤色、前記蛍光画像を緑色で表示されるように、前記 3 つの画像信号を合成して合成画像を生成する合成手段と、

前記合成画像上に表示される正常組織と病変組織との色相の境界が、C I E 1 9 7 6 UCS 色度図に対して (0. 2 2, 0. 5 2)、(0. 1 8, 0. 5 0)、(0. 2 2, 0. 4 5)、(0. 2 5, 0. 4 9) の 4 点で囲まれる範囲に含まれるように、前記信号入力手段で入力される前記 3 つの画像信号のゲイン

を調整するゲイン調整手段と、

を具備したことを特徴とする蛍光観察用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、蛍光画像を得る蛍光観察用画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、内視鏡装置は、医療用分野及び工業用分野で広く用いられる。特に、医療用分野において、内視鏡装置は、通常の白色光による通常画像を得る他に、正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得るものがある。

【0003】

このような内視鏡装置に用いられる蛍光観察用画像処理装置は、例えば、特開 2 0 0 1 - 1 3 7 1 7 4 号公報に記載されているように、主として蛍光の相対強度を色に、輝度に参照光の強度を反映させて画像信号を生成するものが提案されている。

【0004】

また、蛍光観察用画像処理装置は、例えば、特開 2 0 0 0 - 2 7 0 2 6 5 号公報に記載されているように、蛍光観察画像を形成する画像信号に対して、1つのチャンネルを蛍光画像の画像信号、その他のチャンネルを反射光画像の画像信号に割り当てることで、蛍光画像と背景画像とを重ね合わせて合成画像を構築するものが提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記特開 2 0 0 1 - 1 3 7 1 7 4 号公報に記載の蛍光観察用画像処理装置は、正常組織から発せられる蛍光の強度が患者毎に異なるため、患者毎に正常組織の色調が異なって、病変組織と正常組織との識別が困難になる可能性がある。

【0006】

また、上記特開 2 0 0 0 - 2 7 0 2 6 5 号公報に記載の蛍光観察用画像処理装置は、反射光画像の波長帯域が白色光画像を形成するときと同じ広帯域となり、合成画像における正常組織と病変組織とを見分ける明暗情報（コントラスト）が低下してしまう。

【 0 0 0 7 】

一方、上記特開 2 0 0 0 - 2 7 0 2 6 5 号公報に記載の蛍光観察用画像処理装置は、反射光画像と比較して蛍光画像における正常組織の明るさの変化幅が大きいので、蛍光画像と反射光画像とに対して同一の演算処理をしたとき、正常部の色調の変化が大きくなる可能性がある。

従って、上記特開 2 0 0 0 - 2 7 0 2 6 5 号公報に記載の蛍光観察用画像処理装置は、十分に正常組織と病変組織とを識別し易いような合成画像を得ることが困難である。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、簡単な構成で十分に正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得られる蛍光観察用画像処理装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための手段】

請求項 1 に係わる本発明の蛍光観察用画像処理装置は、ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第 1 の反射光画像の画像信号と、ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第 2 の反射光画像の画像信号と、蛍光を励起するための青色の波長帯域である励起光を生体組織に照射して得た蛍光画像の画像信号と、の 3 つの画像信号を入力する信号入力手段を有し、前記ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域を赤色、前記ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域を青色、前記蛍光画像を緑色で表示されるように、前記 3 つの画像信号を合成して合成画像を生成する合成手段と、前記合成画像上に表示される正常組織と病変組織との色相の境界が、C I E 1 9 7 6 U C S 色度図に対して (0 . 2 1 , 0 . 5 3) 、 (0 . 1 8 , 0 . 5 0) 、 (0 . 2 3 , 0 . 4 4) 、 (0 . 2 5 , 0 . 4 9) の 4 点で

囲まれる範囲に含まれるように、前記信号入力手段で入力される前記 3 つの画像信号のゲインを調整するゲイン調整手段と、を具備したことを特徴としている。

また、請求項 2 に係わる本発明の蛍光観察用画像処理装置は、ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第 1 の反射光画像の画像信号と、ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第 2 の反射光画像の画像信号と、蛍光を励起するための青色の波長帯域である励起光を生体組織に照射して得た蛍光画像の画像信号との 3 つの画像信号を入力する信号入力手段を有し、前記ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域を青色、前記ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域を赤色、前記蛍光画像を緑色で表示されるように、前記 3 つの画像信号を合成して合成画像を生成する合成手段と、前記合成画像上に表示される正常組織と病変組織との色相の境界が、CIE 1976 UCS 色度図に対して (0.22, 0.52)、(0.18, 0.50)、(0.22, 0.45)、(0.25, 0.49) の 4 点で囲まれる範囲に含まれるように、前記信号入力手段で入力される前記 3 つの画像信号のゲインを調整するゲイン調整手段と、を具備したことを特徴としている。

この構成により、簡単な構成で十分に正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得られる蛍光観察用画像処理装置を実現する。

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の 1 実施の形態を説明する。

図 1 ないし図 17 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は本発明の第 1 の実施の形態を備えた内視鏡装置の全体構成を示すブロック図、図 2 は通常観察用フィルタと蛍光観察用フィルタが設けられた切替フィルタの構成を示す図、図 3 は通常観察用フィルタ、蛍光観察用フィルタ及び励起光カットフィルタの波長に対する透過特性を示し、図 3 (A) は通常観察用フィルタの波長に対する透過特性を示すグラフ、図 3 (B) は蛍光観察用フィルタの波長に対する透過特性を示すグラフ、図 3 (C) は励起光カットフィルタの波長に対する透過特性を示すグ

ラフ、図4は通常観察モードで白い被写体を観察した場合と、蛍光観察モードで皮膚を観察した場合とのCCDで受光した光強度の波長に対する特性とを示し、図4(A)は通常観察モードで白い被写体を観察した場合のCCDで受光した光強度の波長に対する特性を示すグラフ、図4(B)は蛍光観察モードで皮膚を観察した場合のCCDで受光した光強度の波長に対する特性を示すグラフ、図5は生体組織に対する蛍光画像の波長より得られる強度分布の特性例と、生体組織に対する反射光の波長より得られる強度分布の特性例とを示し、図5(A)は生体組織に対する蛍光画像の波長より得られる強度分布の特性例を示すグラフ、図5(B)は生体組織に対する反射光の波長より得られる強度分布の特性例を示すグラフ、図6は図1の画像処理回路の構成を示すブロック図、図7はモニタに表示される合成画像に対して関心領域を設定する際の画像表示例、図8は合成画像上の正常組織と病変組織とより設定した関心領域内の画素値の平均値をプロットした色度図、図9は図8のUCS色度図に対して、正常組織と病変組織の集合が正規分布であると仮定し、縦軸V、横軸Uそれぞれの確率分布関数を求めた際の図、図10はゲインを変えた際の正常組織と病変組織とを識別することが可能であるときと困難であるときの境界点をプロットした色度図、図11は図10の4つの境界点で囲まれる範囲内の中心に境界点がある場合のモニタに表示される合成画像の例、図12は図10の4つの境界点で囲まれる範囲外に境界点がある場合のモニタに表示される合成画像の例を示し、図12(A)は黄色系統の色で表示された合成画像の例、図12(B)は橙色系統の色で表示された合成画像の例、図12(C)は緑色系統の色で表示された合成画像の例、図12(D)は青色系統の色で表示された合成画像の例、図13は変形例を示すゲインを変えた際の正常組織と病変組織とを識別することが可能であるときと困難であるときの境界点をプロットした色度図、図14は図13の4つの境界点で囲まれる範囲内の中心に境界点がある場合のモニタに表示される合成画像の例、図15は図13の4つの境界点で囲まれる範囲外に境界点がある場合のモニタに表示される合成画像の例を示し、図15(A)は緑色系統の色で表示された合成画像の例、図15(B)は紫色系統の色で表示された合成画像の例、図15(C)は黄色系統の色で表示された合成画像の例、図15(D)は桃色系統の色で表示された合成画像の例

、図 1 6 は切替フィルタに加えて 4 0 0 n m 付近の励起光を除くフィルタを設けた際の特性を示し、図 1 6 (A) はフィルタの波長に対する透過特性を示すグラフ、図 1 6 (B) は蛍光観察モードで皮膚を観察した場合の C C D で受光した光強度の波長に対する特性を示すグラフ、図 1 7 は励起光カットフィルタの代わりに、4 0 0 n m 付近の励起光を除くフィルタを設けた際の特性を示し、図 1 7 (A) はフィルタの波長に対する透過特性を示すグラフ、図 1 7 (B) は蛍光観察モードで皮膚を観察した場合の C C D で受光した光強度の波長に対する特性を示すグラフである。

【 0 0 1 1 】

図 1 に示す本発明の第 1 の実施の形態を備えた内視鏡装置 1 A は、体腔内に挿入して観察するための電子内視鏡 2 A と、通常観察用の通常光及び励起光を発する光源装置 3 A と、通常観察画像と蛍光画像を構築するための信号処理を行う蛍光観察用画像処理装置（以下、単に画像処理装置） 4 A と、通常光による通常画像と蛍光による蛍光画像とを表示可能なモニタ 5 とにより構成される。

【 0 0 1 2 】

電子内視鏡 2 A は、体腔内に挿入される細長の挿入部 7 を有して構成される。この挿入部 7 は、先端部 8 に照明手段と撮像手段を内蔵している。また、この挿入部 7 は、通常観察のための通常光及び励起光を伝送（導光）するライトガイドファイバ 9 が挿通されている。このライトガイドファイバ 9 は、手元側の入射端に設けた光源用コネクタ 1 0 が光源装置 3 A に着脱自在に接続される。

【 0 0 1 3 】

光源装置 3 A は、ランプ駆動回路 1 1 により発光するように駆動され、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光を放射するランプ 1 2 と、このランプ 1 2 による照明光路上に設けられ、ランプ 1 2 からの光量を制限する光源絞り 1 3 と、照明光路上に設けられた切替フィルタ部 1 4 と、この切替フィルタ部 1 4 を通った光を集光するコンデンサレンズ 1 5 とを備えている。

【 0 0 1 4 】

この切替フィルタ部 1 4 は、回転用モータ 1 6 により回転されると共に、移動用モータ 2 0 により光路上に配置されるフィルタが切り替えられる切替フィルタ

17と、回転用モータ16に取り付けたラック18に螺合するピニオン19を回転駆動することにより、回転用モータ16と共に切替フィルタ17を光軸に垂直な方向に移動する移動用モータ20とを備えている。

【0015】

切替フィルタ17は、図2に示すように内周側と外周側とに同心状に通常観察用のRGBフィルタ21と蛍光観察用フィルタ22とが設けてある。切替フィルタ17は、前記移動用モータ20を駆動することにより光路上に通常照明用フィルタ21を設定して通常画像モード（通常モードともいう）での動作状態に設定したり、通常照明用フィルタ21から蛍光照明用フィルタ22に切り換えて蛍光画像モード（蛍光モードともいう）に設定した動作状態に切り替えができるようにしている。

【0016】

前記RGBフィルタ21は、周方向にR（赤）、G（緑）、B（青）の各波長帯域の光をそれぞれ透過するR、G、Bフィルタ21a、21b、21cが3等分するように設けてある。RGBフィルタ21は、回転モータ16で回転駆動されることにより、それぞれのR、G、Bフィルタ21a、21b、21cが光路中に順次、略連続的に介挿される。

【0017】

また、R、G、Bフィルタ21a、21b、21cは、この透過特性が図3（A）に示すように、600-700nm、500-600nm、400-500nmの各波長帯の光をそれぞれ透過するフィルタ特性を有する。図3等では符号21a、21b、21cの代わりに、そのフィルタ透過特性に対応する符号R、G、Bを用いて示している（後述する蛍光観察用フィルタ22においても、同様である）。

【0018】

また、蛍光観察用フィルタ22は、周方向に狭帯域の赤（R1）、狭帯域の緑（G1）、狭帯域の励起光（E1）をそれぞれ透過するR1、G1、E1フィルタ22a、22b、22cが3等分するように設けてある。蛍光観察用フィルタ22は、回転用モータ16で回転駆動されることで、それぞれのR1、G1、E

1 フィルタ 2 2 a、2 2 b、2 2 c が光路中に順次介挿される。

また、R 1、G 1、E 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b、2 2 c は、この透過特性が図 3 (B) に示すように 5 9 0 - 6 1 0 n m、5 4 0 - 5 6 0 n m、3 9 0 - 4 4 5 n m を各波長帯域の光をそれぞれ透過するフィルタ特性を有する。

【0 0 1 9】

光源装置 3 A からの照明光は、ライトガイドファイバ 9 により、電子内視鏡 2 A の挿入部 7 の先端側に伝送（導光）される。このライトガイドファイバ 9 は、蛍光観察のための蛍光と通常観察のための通常光とを少ない伝送ロスで伝送する。このライトガイドファイバ 9 は、例えば多成分系ガラスファイバ、石英ファイバ等で形成される。

ライトガイドファイバ 9 の先端面に伝送された光は、その先端面に対向する照明窓に取り付けた照明レンズ 2 4 を経て、拡開して体腔内の観察対象部位側に照射される。

【0 0 2 0】

先端部 8 は、この照明窓に隣接して観察窓が設けてある。先端部 8 は、観察窓の後方において、光学像を結ぶための対物レンズ系 2 5 と、遠点から近点までフォーカスを合わせるため空間的に入射光量を制限する絞り 2 6 と、励起光をカットする励起光カットフィルタ 2 7 と、蛍光及び反射光の各画像を撮像する撮像素子として例えばモノクロ撮像（或いは白黒撮像）を行う電荷結合素子（CCD と略記）2 8 とが配置されている。

尚、蛍光及び反射画像を撮像する撮像素子は、CCD 2 8 の代わりに CMD（Charged Modulation Device）撮像素子、C-MOS 撮像素子、AMI（Amplified MOS Imager）、BCCD（Back Illuminated CCD）でも良い。

【0 0 2 1】

励起光カットフィルタ 2 7 は、蛍光観察時に蛍光を発生させるために励起される励起光を遮光するフィルタである。この励起光カットフィルタ 2 7 の特性を図 3 (C) に示す。この図 3 (C) に示すように 4 7 0 - 7 0 0 n m の波長帯域を透過する、つまり、青色帯域の一部の波長（4 0 0 - 4 7 0 n m）を除いた可視光を透過する特性を有する。

【 0 0 2 2 】

尚、この電子内視鏡 2 A は、蛍光画像モードと通常画像モードとを選択する指示操作や、フリーズ、レリーズの指示操作を行うためのスコープスイッチ 2 9 が設けてある。このスコープスイッチ 2 9 からの操作信号は、制御回路 3 7 に入力される。そして、制御回路 3 7 は、その操作信号に対応した制御動作を行うようになっている。

【 0 0 2 3 】

例えば、ユーザは、スコープスイッチ 2 9 におけるモード切換スイッチの通常モードスイッチを操作する。すると、光源装置 3 A は、制御回路 3 7 の制御により、ライトガイドファイバ 9 に通常モードの照明光、つまり R、G、B の光を順次供給する状態となる。更に、画像処理装置 4 A も制御回路 3 7 の制御により、通常モードに対応した信号処理を行う状態になる。

【 0 0 2 4 】

ここで、図 4 (A) は通常モードにより、白い紙等の白い被写体を撮像した場合における CCD 2 8 の受光面（撮像面）での光強度を示す。

この場合、図 3 (A) に示す特性の R、G、B フィルタ 2 1 a、2 1 b、2 1 c により R、G、B 光の照明が行われる。ここで、CCD 2 8 の前に配置された励起光カットフィルタ 2 7 のフィルタ特性は、図 3 (C) に示すように G、R の光を全て透過するが、B の光に対してその長波長側の一部を透過する特性である。このため、CCD 2 8 の受光面（撮像面）での光強度は、図 4 (A) において 2 点鎖線で示す B の短波長側がカットされたものとなる。つまり、CCD 2 8 は、B の光に対しては実線で示すようにその長波長側の一部のみが受光されることになる。

【 0 0 2 5 】

従って、B フィルタ 2 1 c による B 光での照明期間では、CCD 2 8 で受光される光量が他の R、G フィルタ 2 1 a、2 1 b による R 光、G 光での照明期間の場合よりも低下することになる。

このため（これを解消するため）、制御回路 3 7 は、通常観察モードにおいて、B フィルタ 2 1 c による照明期間における撮像のとき、R、G フィルタ 2 1 a

、21bによる照明期間における撮像のときに比べて、その照明光量を増大したり、信号処理系側で増幅率を増大させてホワイトバランスのとれた通常画像が得られるようにしている。

【0026】

また、ユーザは、スコープスイッチ29におけるモード切換スイッチの蛍光モードスイッチを操作する。すると、光源装置3Aは、制御回路37の制御により、ライトガイドファイバ9に蛍光モードの照明光、つまりR1、G1、E1の光を順次供給する状態となる。更に、画像処理装置4Aも制御回路37の制御により、蛍光モードに対応した信号処理を行う状態になる。

【0027】

ここで、図4(B)は蛍光モードで例えば皮膚を観察した場合におけるCCD28の受光面(撮像面)での光強度を示す。

この場合、皮膚は、図3(B)に示すR1、G1、E1フィルタ22a、22b、22cにより照明される。ここで、R1、G1フィルタ22a、22bによる反射光は、励起光カットフィルタ27の透過帯域内であるので、皮膚の反射特性に応じてCCD28で受光される。しかしながら、E1フィルタ22cの励起光による反射光は、図4(B)の2点鎖線で示すように励起光カットフィルタ27の透過帯域の外になるのでカットされる。また、その励起光による蛍光は、励起光カットフィルタ27の透過帯域内のものがCCD28で受光される。尚、この蛍光の光量は、R1、G1フィルタ22a、22bによる照明の場合の反射光量に比較してかなり小さいので、図4(B)において、例えば10倍($\times 10$ の表記)して表示している。

【0028】

CCD28は、画像処理装置4A内に設けたCCD駆動回路31からのCCD駆動信号により駆動され、CCD28に結像された光学像を光電変換して画像信号を出力する。

この画像信号は、画像処理装置4A内に設けた信号入力手段としてのプリアンプ32でケーブル伝送時の損失分を増幅される。そして、画像信号は、更にオートゲインコントロール(AGC)回路33で所定レベルまで増幅される。その後

、画像信号は、A/D変換回路34によりアナログ信号からデジタル信号（画像データ）に変換される。変換された各画像データは、切換を行うマルチプレクサ35を経て、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b及び第3フレームメモリ36cに一時格納（記憶）される。

【0029】

尚、CCD駆動回路31は、制御回路37により制御される。具体的には、制御回路37は、後述するように通常モードにおいて、Bフィルタ21cで照明を行った場合、CCD28で受光される光量が他のR、Gフィルタ21a、21bで照明を行った場合よりも低下するので、CCD駆動回路31に対して電子シャッタ機能を動作させる。

【0030】

また、制御回路37は、蛍光モードにおいても、E1フィルタ22cにより励起光を照射して蛍光画像を得る期間におけるCCD28で受光される光量がR1、G1フィルタ22a、22bで照明を行った場合の反射光の場合よりもはるかに低下するので、CCD駆動回路31に対して電子シャッタ機能を動作させる。

また、制御回路37は、選択されたモードに応じて移動用モータ20を制御する。

【0031】

また、回転用モータ16は、制御回路37により制御されると共に、この回転用モータ16の回転軸等に取り付けた図示しないエンコーダのエンコード信号を制御回路37へ出力するようになっている。制御回路37は、エンコーダの出力に同期してCCD駆動回路31やマルチプレクサ35の切換等を制御する。

また、制御回路37は、マルチプレクサ35の切換を制御し、通常モードにおいて、R、G、Bフィルタ21a、21b、21cの照明のもとで撮像した各画像データをそれぞれ第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b、第3フレームメモリ36cに順次記憶させるように制御する。

【0032】

また、蛍光モードにおいても、制御回路37は、マルチプレクサ35の切換を

制御し、R 1、G 1、E 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b、2 2 c の照明のもとで撮像した各信号をそれぞれ第 1 フレームメモリ 3 6 a、第 2 フレームメモリ 3 6 b、第 3 フレームメモリ 3 6 c に順次記憶させるように制御する。

上記フレームメモリ 3 6 a ~ 3 6 c に格納された画像データは、画像処理回路 3 8 に入力される。そして、画像処理回路 3 8 は、入力信号に対して正常組織部分と病変組織部分とを識別し易い色相の出力信号に変換する画像処理を施す。そして、画像データは、D / A 変換回路 3 9 によりアナログの R G B 信号に変換されてモニタ 5 に出力される。

【 0 0 3 3 】

本実施の形態では、画像処理装置 4 A は、蛍光画像モードとして、信号入力手段であるプリアンプ 3 2 に 3 つの画像信号、つまり、狭帯域の 2 つの照明光 G 1、R 1 による生体組織での反射光を撮像した反射光画像の画像信号と、励起光 E 1 により生体組織より発生した蛍光を撮像した蛍光画像の画像信号と、を入力されるようになっている。

そして、本実施の形態では、画像処理回路 3 8 は、合成手段として R G B チャンネルの B チャンネルに反射光の長波長側（ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域）の画像信号、G チャンネルに蛍光画像の画像信号、R チャンネルに反射光の短波長側（ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域）の画像信号を割り当て、1 つの画像として合成して合成画像を生成するようになっている。更に、本実施の形態では、画像処理回路 3 8 は、後述するように入力される 3 つの画像信号のゲインを調整するようにしている。

【 0 0 3 4 】

また、この画像処理装置 4 A は、プリアンプ 3 2 を通した信号に基づいて光源装置 3 A 内の光源絞リ 1 3 の開口量を自動的に制御する調光回路 4 0 が設けてある。また、この調光回路 4 0 は、制御回路 3 7 により制御される。

また、この制御回路 3 7 は、ランプ駆動回路 1 1 のランプ 1 2 を発光駆動するランプ電流を制御する。また、この制御回路 3 7 は、スコープスイッチ 2 9 の操作に応じた制御動作を行う。

【 0 0 3 5 】

また、電子内視鏡 2 A は、少なくともその機種を含む固有の ID 情報を発生するスコープ ID 発生部 4 1 を有している。電子内視鏡 2 A を画像処理装置 4 A に接続すると、画像処理装置 4 A 側に設けた機種検知回路 4 2 は、接続された電子内視鏡 2 A の機種情報を検知し、その機種情報を制御回路 3 7 に送信するようになっている。

【 0 0 3 6 】

制御回路 3 7 は、接続された電子内視鏡 2 A の機種の特性に応じて、画像処理回路 3 8 のマトリクス変換等のパラメータを適切なものに設定する制御信号を出力する。また、画像処理回路 3 8 は、マトリクス変換等のパラメータを選択設定ができる設定スイッチ 4 3 も接続されている。

【 0 0 3 7 】

また、内視鏡装置 1 A は、光源装置 3 A の切替フィルタ 1 7 の RGB フィルタ 2 1、蛍光観察用フィルタ 2 2 及び、電子内視鏡 2 A の撮像光路中に設けた励起光カットフィルタ 2 7 のフィルタ特性を図 3 (A) ~ 図 3 (C) に示すように設定して、正常組織と病変組織の部分との分離度を大きくできるようにしている。

【 0 0 3 8 】

図 5 (A) は生体組織により得られる蛍光画像の波長に対する強度分布の特性例を示し、図 5 (B) は生体組織により得られる反射光の波長に対する強度分布の特性例とを示す。

図 5 (A) から分かるように蛍光画像の強度特性は、520 nm 付近でピークとなる分布特性を示し、本実施の形態では励起光カットフィルタ 2 7 による透過特性をこの 520 nm 付近の波長帯域を含むように設定している。

【 0 0 3 9 】

また、図 5 (B) の反射光の強度特性は、550 nm 付近でヘモグロビンによる吸収が大きく、この波長付近で反射強度が低下する谷となっている。尚、600 nm 付近はヘモグロビンによる非吸収帯となる。そして、2つのフィルタ 2 2 a、2 2 b (図では G 1、R 1) の中心波長は 550 nm と 600 nm に設定されている。

つまり、本実施の形態では、R 1 フィルタ 2 2 a は、この帯域を酸化ヘモグロ

ビンの吸光度が低い部分に設定し、且つ G 1 フィルタ 2 2 b は、この帯域を酸化ヘモグロビンの吸光度が高い部分に設定している。

【 0 0 4 0 】

尚、蛍光モードで照明し、その反射光で撮像する第 1 及び第 2 の照明光（反射光）となる G 1、R 1 の光は、その波長幅を例えば 2 0 n m に設定している（尚、2 0 n m 以下に設定しても良い）。

尚、E 1 フィルタ 2 2 c により遮光された青色領域（の長波長領域）と、励起光カットフィルタ 2 7 で遮光させた青色領域（の短波長領域）の光の透過率は、OD 4（1 / 1 0 0 0 0）以下に設定されている。

【 0 0 4 1 】

尚、蛍光画像の波長帯域は、反射光による画像の強度に比べて小さいので、その輝度レベルが反射光による画像に比べて相対的に低くなり、色相による識別もしにくくなる。このため、蛍光画像の波長帯域は、輝度レベルを大きくして色相による識別をし易くするために少なくとも蛍光スペクトルにおけるピークの波長（5 2 0 n m 付近）を含む広い帯域に設定している。

【 0 0 4 2 】

上述したように、本実施の形態では、蛍光画像の強度は、反射光の場合に比べてはるかに弱いので、図 5（A）に示すようにその強度がピークとなる 5 2 0 n m 付近の波長帯域を含む蛍光画像を得る特性の励起光カットフィルタ 2 7 を採用している。これにより、本実施の形態の画像処理装置 4 A は、S / N の良い蛍光画像を得られるようにしている。

【 0 0 4 3 】

また、本実施の形態では、画像処理装置 4 A は、蛍光画像モードとして合成画像上で正常組織と病変組織とを識別し易い色相（輝度も含む）となるように、正常組織と病変組織との色相の境界が、C I E（Commission Internationale d'Eclairage）1 9 7 6 UCS（Uniform-Chromaticity-Scale diagram）色度図に対して後述の 4 点で囲まれる範囲に含まれるように、画像処理回路 3 8 で 3 つの画像信号のゲインを調整するようにしている。

【 0 0 4 4 】

図 6 に示すように画像処理回路 3 8 は、ルックアップテーブル（図では L U T と略記） 5 1 を採用している。

このルックアップテーブル 5 1 は、パラメータ決定部 5 2 を介して R O M 5 3 と接続されている。このパラメータ決定部 4 7 は、制御回路 3 7 と設定スイッチ 4 3 とに接続されている。

【 0 0 4 5 】

R O M 5 3 は、予め複数通りの出力値が格納されており、パラメータ決定部 5 2 を介して制御回路 3 7 の制御信号及び設定スイッチ 4 3 の設定により決定されたものがルックアップテーブル 5 1 にセットされる。

【 0 0 4 6 】

ここで、本実施の形態では、R O M 5 3 は、正常組織と病変組織との色相の境界が、C I E 1 9 7 6 U C S 色度図に対して (0 . 2 1 , 0 . 5 3) 、 (0 . 1 8 , 0 . 5 0) 、 (0 . 2 3 , 0 . 4 4) 、 (0 . 2 5 , 0 . 4 9) の 4 点で囲まれる範囲に含まれるように、3 つの画像信号のゲインを調整可能な出力値が格納されている。

【 0 0 4 7 】

そして、入力端 T a ~ T c から入力される 3 つの信号に対してルックアップテーブル 5 1 は、対応する出力値が読み出され、出力端 T a ' 、 T b ' 、 T c ' から R 、 G 、 B チャンネルに出力するようになっている。尚、通常モードの場合、ルックアップテーブル 5 1 は、入力信号をそのまま出力する特性のものにセットされるようになっている。

そして、出力端 T a ' 、 T b ' 、 T c ' から R 、 G 、 B チャンネルに出力された画像データは、D / A 変換回路 3 9 によりアナログの R G B 信号に変換されてモニタ 5 に出力され、このモニタ 5 で合成画像として表示される。

【 0 0 4 8 】

上述のように正常組織と病変組織との色相の境界が、C I E 1 9 7 6 U C S 色度図に対して (0 . 2 1 , 0 . 5 3) 、 (0 . 1 8 , 0 . 5 0) 、 (0 . 2 3 , 0 . 4 4) 、 (0 . 2 5 , 0 . 4 9) の 4 点で囲まれる範囲に含まれるように設定した理由を図 7 ないし図 1 2 を用いて説明する。

【 0 0 4 9 】

図 7 は、モニタ 5 に表示される合成画像に対して関心領域を設定する際の画像表示例である。尚、図 7 中、記載されている色は、その近辺での表示色を表現しており、実際にはその記載されている色により表示されている。以降、合成画像は、上記のように表現されている。

ここで、合成画像上の病変組織は、画像中心付近に存在しており、図 7 中では、橙色に表示されている。その周囲の正常組織は、紫色に表示されている。そして、血管は、赤紫色に表示されており、正常組織との区別が困難な部分がある。

【 0 0 5 0 】

ここで、合成画像上の正常組織と病変組織とより関心領域を設定し、領域内の画素値の平均を求める。求めた平均値は、関心領域での平均的な色調である。これを C I E 1 9 7 6 U C S 色度図にプロットする。

この操作は、例えば、下部消化管での病変部位 1 4 4 箇所に対し、関心領域を正常組織と病変組織よりそれぞれ 2 箇所ずつ設定して計 2 8 8 点のデータを取って行い、これらデータを色度図にプロットする。このプロットした色度図を図 8 に示す。

【 0 0 5 1 】

図 8 に示すように色度図は、正常組織が $U 0.22$ 、 $V 0.575$ 付近から左斜め上方向に亘って分布し、病変組織が $U 0.22$ 、 $V 0.575$ 付近から右斜め下方向に亘って分布している。

そして、図 9 に示すように正常組織と病変組織の集合が正規分布であると仮定し、縦軸 V 、横軸 U それぞれの確率分布関数を求める。そして、正常組織と病変組織との関数の交点をそれぞれの集合の境界点とする。

【 0 0 5 2 】

この操作を上述した画像処理回路 3 8 に入力される 3 つの信号、つまり、狭帯域の 2 つの照明光 $G 1$ 、 $R 1$ による生体組織での反射光を撮像した反射光画像の画像信号と、励起光 $E 1$ により生体組織より発生した蛍光を撮像した蛍光画像の画像信号のゲインを種々変えて種々変えて合成した合成画像に対して行い、合成画像で正常組織と病変組織とを識別することが可能であるときと困難であるとき

の境界点を色度図にプロットする。

【 0 0 5 3 】

尚、このとき、上述したように画像処理回路 3 8 は、R G B チャンネルの B チャンネルに反射光の長波長側（ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域）の画像信号、G チャンネルに蛍光画像の画像信号、R チャンネルに反射光の短波長側（ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域）の画像信号を割り当てた合成画像を生成するようになっている。

【 0 0 5 4 】

図 1 0 は、ゲインを変えた際の正常組織と病変組織とを識別することが可能であるときと困難であるときの境界点をプロットした色度図である。

図 1 0 に示すように正常組織と病変組織とを識別することが可能な境界点は、4 つの境界点（0. 2 1, 0. 5 3）、（0. 1 8, 0. 5 0）、（0. 2 3, 0. 4 4）、（0. 2 5, 0. 4 9）で囲まれる範囲内に分布する。

【 0 0 5 5 】

そこで、この 4 つの境界点（0. 2 1, 0. 5 3）、（0. 1 8, 0. 5 0）、（0. 2 3, 0. 4 4）、（0. 2 5, 0. 4 9）で囲まれる範囲内に、境界点が入るようにゲインを設定することが、合成画像上で正常組織と病変組織とを識別することを可能にするための条件となる。

ここで、例えば、上記 4 つの境界点で囲まれる範囲内の中心に境界点があるように、上述したように画像処理回路 3 8 に入力される 3 つの信号のゲインを調整して合成すると、図 1 1 に示すように合成画像が表示される。

【 0 0 5 6 】

図 1 1 は、上記 4 つの境界点で囲まれる範囲内の中心に境界点がある場合のモニタ 5 に表示される合成画像である。

図 1 1 に示すように合成画像は、画像中心付近に存在している病変組織が桃色に表示されている。そして、病変組織の周囲の正常組織は、黄緑色に表示されている。このことにより、正常組織と病変組織とは、容易に識別することが可能である。尚、血管は、青色に表示されており、組織との区別が容易である。

【 0 0 5 7 】

一方、例えば、上記 4 つの境界点で囲まれる範囲内外に、境界点があるように、上述したように画像処理回路 3 8 に入力される 3 つの信号のゲインを調整し、合成すると、図 1 2 (A) ~ (D) に示すように合成画像が表示される。

図 1 2 (A) ~ (D) に示す合成画像は、正常組織と病変組織とが同色系の色で表示され、容易に識別することが困難である。

【 0 0 5 8 】

例えば、図 1 2 (A) に示す合成画像は、病変組織が橙色に表示されている。そして、病変組織の周囲の正常組織は、黄色に表示されている。このことにより、正常組織と病変組織とは、容易に識別することが困難である。尚、血管は、暗緑色に表示されており、組織との区別が困難である。

同様に、図 1 2 (B) ~ (D) に示す合成画像も、正常組織と病変組織とは、容易に識別することが困難である。尚、図 1 2 (B) ~ (D) に示す合成画像は、記載されている色によりその近辺での表示色を表現している。

【 0 0 5 9 】

このような構成による本実施の形態の作用を以下に説明する。

ユーザは、図 1 に示すように電子内視鏡 2 A の光源用コネクタ 1 0 を光源装置 3 A に接続し、また電子内視鏡 2 A の図示しない信号用コネクタを画像処理装置 4 A に接続する。そして、ユーザは、図 1 に示すような接続状態に設定して、各装置の電源を投入し、動作状態に設定する。すると、制御回路 3 7 は、初期設定の動作を行い、この初期設定の状態では例えば通常モードで動作するように設定する制御を行う。

【 0 0 6 0 】

この通常モードでは、制御回路 3 7 は、光源装置 3 A の移動用モータ 2 0 を制御して、切替フィルタ 1 7 をその内周側の R G B フィルタ 2 1 が照明光路中に位置するように設定する。

そして、制御回路 3 7 は、回転モータ 1 6 を回転させる。ランプ 1 2 の白色光は、切替フィルタ 1 7 の R、G、B フィルタ 2 1 a、2 1 b、2 1 c が順次照明光路中に配置されるようになり、観察対象側へ R、G、B の照明光が出射される。

【 0 0 6 1 】

この通常モードで、切替フィルタによる（観察対象側への）照明光は、R、G、Bフィルタ21a、21b、21cが順次照明光路中に配置される。

被写体は、R、G、Bの光で順次照明され、この被写体からのR、G、Bの反射光は、CCD28で撮像される。そして、CCD28で撮像された信号は、画像処理装置4Aの増幅、A/D変換された後、マルチプレクサ35が制御回路37で順次切り換えられることにより、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b、第3フレームメモリ36cに順次格納される。

【 0 0 6 2 】

これらフレームメモリ36a～36cに格納されたR、G、Bの色成分の画像データは、所定のフレーム期間（例えば33ms、つまり1/30秒）で同時に読み出され、画像処理回路38に入力される。

この画像処理回路38は、通常モードで入力信号をそのまま出力する。

【 0 0 6 3 】

このようにしてR、G、Bの色成分の画像データは、D/A変換回路39を経てアナログの標準的な画像信号、ここではRGB信号にされてR、G、Bチャンネルからモニタ5に出力される。モニタ5は、この表示面に（白色光を照射した場合に、直接被写体を観察した場合のカラー色調を反映した）通常観察画像がカラー表示される。

【 0 0 6 4 】

上述したように、Bフィルタ21cを通して照明を行った場合における被写体側での反射光量は、励起光カットフィルタ27によりその短波長側がカットされてCCD28で受光されるため、そのBの色成分画像の受光量が他のR、Gの色成分画像の受光量より少なくなり、そのままではホワイトバランスが崩れることになる。

【 0 0 6 5 】

これを防止するために、制御回路37は、CCD駆動回路31を介してBフィルタ21cでの照明期間で撮像した場合のCCD28の増幅率を例えば2倍に増大させる。

また、制御回路 3 7 は、ランプ駆動回路 1 1 を制御し、B フィルタ 2 1 c での照明期間におけるランプ 1 2 を駆動するランプ電流を、例えば通常のランプ電流の値を増大させて、B の照明光量を増大させる。

【 0 0 6 6 】

また、制御回路 3 7 は、CCD 駆動回路 3 1 を制御し、CCD 2 8 の電子シャッタの機能を動作させる。つまり、制御回路 3 7 は、R、G の照明期間において、その照明期間の一部の期間でのみ撮像を行うようにして、短い撮像期間となるように CCD 駆動回路 3 1 により CCD 2 8 を駆動させ、これに対して B の照明期間において、その照明期間の全部を撮像に用いるようにして、長い撮像期間となるようにする。

【 0 0 6 7 】

このようにして、モニタ 5 は、ホワイトバランスがとれた通常画像を表示する。尚、電子シャッタによる撮像期間の設定は、予め白い被写体を撮像した場合に、モニタ 5 でその被写体が白く表示されるように、制御回路 3 7 内の図示しないメモリ等に、具体的な撮像期間の値が格納されている（或いは、電源投入の後の初期設定の際に、白い被写体を撮像して、電子シャッタによる撮像期間を具体的に設定するようにしても良い）。このとき、制御回路 3 7 は、電子シャッタの撮像期間ではなく、CCD 増幅率の値、ランプ電流の値をメモリに記憶して、これらを単独或いは組み合わせても良い。

【 0 0 6 8 】

このようにして内視鏡装置 1 A は、通常モードで被写体を観察できる。

一方、ユーザは、例えば注目する患部部位等の被写体に対して蛍光観察を行いたい場合、スコープスイッチ 2 9 のモード切換スイッチの蛍光モードスイッチを操作する。

【 0 0 6 9 】

すると、この操作信号を受けて、制御回路 3 7 は、光源装置 3 A の移動用モータ 2 0 を駆動して、切替フィルタ 1 7 を移動させ、蛍光観察用フィルタ 2 2 が照明光路上に配置される状態に設定し、蛍光モードに切り換える。

蛍光モードに設定されると、電子内視鏡 2 A のライトガイドファイバ 9 は、蛍

光モードの照明光、つまり図 3 (B) に示す R 1、G 1、E 1 の光が順次供給される状態となる。

【 0 0 7 0 】

そして、被写体は、R 1、G 1、E 1 の光が順次照射される。R 1、G 1 の照明の場合、電子内視鏡 2 A は、通常モードでの R、G の光が順次照射された場合と同様の動作となる。つまり、この場合、電子内視鏡 2 A は、R 1、G 1 の被写体での反射光を CCD 2 8 で受光する。この場合、CCD 2 8 は、励起光カットフィルタ 2 7 による影響を受けないで、撮像することになる。

【 0 0 7 1 】

これに対し、電子内視鏡 2 A は、励起光 E 1 を照射した場合、その励起光 E 1 の反射光が励起光カットフィルタ 2 7 で殆ど完全に遮光され、且つこの励起光カットフィルタ 2 7 の透過帯域内の被写体側からの蛍光を CCD 2 8 で受光する。

この蛍光の強度は、R 1、G 1 の被写体での反射光の強度に比べてはるかに小さい。このため、像処理装置 4 A の制御回路 3 7 は、上述した通常モードでの R、G の照明、B の照明及びそれらの場合の信号処理と類似した動作を行うようにして、(R 1、G 1 の被写体での反射光の画像と対比し易い) 明るい蛍光画像が表示されるようにする。

【 0 0 7 2 】

具体的には、制御回路 3 7 は、R 1、G 1 の被写体での反射光を撮像する場合、電子シャッタにより、照明期間の一部の期間でのみ CCD 2 8 で撮像した画像データを第 1 フレームメモリ 3 6 a、第 2 フレームメモリ 3 6 b に格納するようにする。

【 0 0 7 3 】

これに対し、制御回路 3 7 は、E 1 の励起光を照射した場合で、その蛍光画像を撮像する場合には、CCD 2 8 の増幅率を例えば 1 0 倍から 1 0 0 倍程度に増大し、かつランプ電流も増大し、励起光の照明光量も増大させる。そして、この場合、制御回路 3 7 は、撮像した蛍光画像データを第 3 フレームメモリ 3 6 c に格納する。

そして、制御回路 3 7 は、1 フレーム周期で第 1 フレームメモリ 3 6 a ~ 第 3 フレームメモリ 3 6 c の画像データを同時に読み出し、画像処理回路 3 8 に入力させる。

【0 0 7 4】

画像処理回路 3 8 は図 6 に示した構成であり、入力信号 R 1、G 1、E X は、ルックアップテーブル 5 1 により対応する出力値が読み出され、R、G、B チャンネルに出力される。このとき、画像処理回路 3 8 は、R G B チャンネルの B チャンネルに反射光の長波長側（ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域）の画像信号、G チャンネルに蛍光画像の画像信号、R チャンネルに反射光の短波長側（ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域）の画像信号を割り当て、合成画像を生成する。

【0 0 7 5】

また、この場合、画像処理回路 3 8 の出力値は、電子内視鏡 2 A の機種や被写体による特性を補償されると共に、正常組織と病変組織との色相の境界が、C I E 1 9 7 6 UCS 色度図に対して (0. 2 1, 0. 5 3)、(0. 1 8, 0. 5 0)、(0. 2 3, 0. 4 4)、(0. 2 5, 0. 4 9) の 4 点で囲まれる範囲に含まれるように、3 つの画像信号のゲインを調整された出力信号 R'、G'、B' となる。

【0 0 7 6】

そして、R、G、B チャンネルに出力された画像データは、D/A 変換回路 3 9 によりアナログの R G B 信号に変換されてモニタ 5 に出力され、このモニタ 5 で合成画像として擬似カラー表示される。

このとき、モニタ 5 に表示される合成画像は、図 1 1 で説明したように正常組織と病変組織とは、容易に識別することが可能である。

【0 0 7 7】

この結果、本実施の形態の画像処理装置 4 A は、正常組織と病変組織との色相の境界が、C I E 1 9 7 6 UCS 色度図に対して (0. 2 1, 0. 5 3)、(0. 1 8, 0. 5 0)、(0. 2 3, 0. 4 4)、(0. 2 5, 0. 4 9) の 4 点で囲まれる範囲に含まれるように、画像処理回路 3 8 で 3 つの画像信号のゲ

インを調整することで、正常組織と病変組織とを識別し易い合成画像を得られる。

従って、本実施の形態の画像処理装置 4 A は、簡単な構成で十分に正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得られるという効果を得る。

【 0 0 7 8 】

また、画像処理回路 3 8 は、RGB チャンネルの B チャンネルに反射光の短波長側（ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域）の画像信号、G チャンネルに蛍光画像の画像信号、R チャンネルに反射光の長波長側（ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域）の画像信号を割り当て、1 つの画像として合成するように構成しても良い。

【 0 0 7 9 】

この場合、画像処理回路 3 8 は、正常組織と病変組織との色相の境界が、図 1 3 に示すように C I E 1 9 7 6 UCS 色度図に対して $(0.22, 0.52)$ 、 $(0.18, 0.50)$ 、 $(0.22, 0.45)$ 、 $(0.25, 0.49)$ の 4 点で囲まれる範囲に含まれるように、入力される 3 つの画像信号のゲインを調整するようにしている。

【 0 0 8 0 】

図 1 3 は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様にして得られた、ゲインを変えた際の正常組織と病変組織とを識別することが可能であるときと困難であるときの境界点をプロットした色度図である。

図 1 3 に示すように正常組織と病変組織とを識別することが容易な境界点は、4 つの境界点 $(0.22, 0.52)$ 、 $(0.18, 0.50)$ 、 $(0.22, 0.45)$ 、 $(0.25, 0.49)$ で囲まれる範囲内に分布する。

【 0 0 8 1 】

そこで、この 4 つの境界点 $(0.22, 0.52)$ 、 $(0.18, 0.50)$ 、 $(0.22, 0.45)$ 、 $(0.25, 0.49)$ で囲まれる範囲内に、境界点が入るようにゲインを設定することが、合成画像上で正常組織と病変組織とを識別することを容易にするための条件となる。

【 0 0 8 2 】

ここで、例えば、上記 4 つの境界点で囲まれる範囲内の中心に境界点があるように、上述したように画像処理回路 3 8 に入力される 3 つの信号のゲインを調整して合成すると、図 1 4 に示すように合成画像が表示される。

【 0 0 8 3 】

図 1 4 は、上記 4 つの境界点で囲まれる範囲内の中心に境界点がある場合のモニタ 5 に表示される合成画像である。

図 1 4 に示すように合成画像は、画像中心付近に存在している病変組織が桃色に表示されている。そして、病変組織の周囲の正常組織は、緑色に表示されている。このことにより、正常組織と病変組織とは、容易に識別することが可能である。尚、血管は、暗赤色に表示されており、組織との区別が容易である。

【 0 0 8 4 】

一方、例えば、上記 4 つの境界点で囲まれる範囲内外に、境界点があるように、上述したように画像処理回路 3 8 に入力される 3 つの信号のゲインを調整し、合成すると、図 1 5 (A) ～ (D) に示すように合成画像が表示される。

図 1 5 (A) ～ (D) に示す合成画像は、正常組織と病変組織とが同色系統の色で表示され、容易に識別することが困難である。

【 0 0 8 5 】

例えば、図 1 5 (A) に示す合成画像は、病変組織が暗緑色に表示されている。そして、病変組織の周囲の正常組織は、緑色に表示されている。このことにより、正常組織と病変組織とは、容易に識別することが困難である。尚、血管は、暗緑色に表示されており、組織との区別が困難である。

同様に、図 1 5 (B) ～ (D) に示す合成画像も、正常組織と病変組織とは、容易に識別することが困難である。尚、図 1 5 (B) ～ (D) に示す合成画像は、記載されている色によりその近辺での表示色を表現している。

【 0 0 8 6 】

このように構成することで、画像処理回路 3 8 は、RGB チャンネルの B チャンネルに反射光の短波長側（ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域）の画像信号、G チャンネルに蛍光画像の画像信号、R チャンネルに反射光の長波長側（ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域）の画像信号を割り当てることで、

合成画像を生成すると共に、正常組織と病変組織との色相の境界が、CIE 1976 UCS色度図に対して(0.22, 0.52)、(0.18, 0.50)、(0.22, 0.45)、(0.25, 0.49)の4点で囲まれる範囲に含まれるように、3つの画像信号のゲインを調整する。そして、R、G、Bチャンネルに出力された画像データは、D/A変換回路39によりアナログのRGB信号に変換されてモニタ5に出力され、このモニタ5で合成画像として擬似カラー表示される。

【0087】

このとき、モニタ5に表示される合成画像は、図14で説明したように正常組織と病変組織とは、容易に識別することが可能である。

これにより、本変形例の画像処理装置は、上記第1の実施の形態と同様な効果を得る。

【0088】

尚、内視鏡装置1Aは、光源装置4Aが切替フィルタ17に加えて、ポルフィリンの励起波長である400nm付近の励起光を除くフィルタを設けて構成しても良い。

このフィルタは、図16(A)に示すように(図3(B)に示す)E1フィルタ22cの透過特性に比べて、青色の短波長側をカットする特性となっている。

【0089】

このため、上記フィルタが光路上に配置されるように制御回路37が選択すると、蛍光モードで皮膚を観察した場合、CCD28は、図16(B)に示すような特性となる。この場合、内視鏡装置1Aは、励起光の多くが組織深部に到達するので、深部側からの蛍光の強度を大きくすると共に、ポルフィリンの励起波長である400nm付近の励起光を除くことでポルフィリンによる自家蛍光の影響を軽減できる。

【0090】

また、内視鏡装置1Aは、電子内視鏡2Aが励起光カットフィルタ27の代わりに、ポルフィリンの蛍光を除く励起光カットフィルタを設けて構成しても良い。

このフィルタは、図 1 7 (A) に示すように 4 9 0 - 6 2 0 n m を透過するように設定されている（従って、6 2 0 n m 或いはこれより少し波長が長い 6 3 0 n m 以上の赤色光を透過しない）。このようにして、内視鏡装置 1 A は、ポルフィリンの蛍光帯域つまり、赤色の一部を遮光するように設定している。

【 0 0 9 1 】

このため、内視鏡装置 1 A は、上記フィルタが光路上に配置されるように制御回路 3 7 が選択すると、蛍光モードで皮膚を観察した場合、C C D 2 8 は、図 1 7 (B) に示すような特性となる。この場合、内視鏡装置 1 A は、よりポルフィリンによる自家蛍光の成分を削減できるようになる。尚、ポルフィリンとは、4 つのピロール環がメチン橋によって結合した物質で、これに鉄が結合したものがヘム、更にタンパク質のグロビンが結合したものがヘモグロビンである。

【 0 0 9 2 】

尚、本実施の形態では、画像処理装置 4 A は、画像処理回路 3 8 がルックアップテーブル 5 1 を用いて構成されているものに本発明を適用しているが、本発明はこれに限定されず、画像処理回路 3 8 がマトリクス回路や色調変換を用いて構成されているものに本発明を適用しても構わない。

【 0 0 9 3 】

また、本実施の形態では、画像処理装置 4 A は、入力される 3 つの画像信号のゲインを画像処理回路 3 8 で調整するように構成されているが、本発明はこれに限定されず、例えば、プリアンプ 3 2 やオートゲインコントロール (A G C) 回路 3 3 又は、D / A 変換回路 3 9 等で、入力される 3 つの画像信号のゲインを調整するように構成しても良い。

尚、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

【 0 0 9 4 】

〔付記〕

(付記項 1) ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第 1 の反射光画像の画像信号と、ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第 2 の反射光画像の画像信号と

、蛍光を励起するための青色の波長帯域である励起光を生体組織に照射して得た蛍光画像の画像信号との3つの画像信号を入力する信号入力手段を有し、

前記ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域を赤色、前記ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域を青色、前記蛍光画像を緑色で表示されるように、前記3つの画像信号を合成して合成画像を生成する合成手段と、

前記合成画像上に表示される正常組織と病変組織との色相の境界が、CIE 1976 UCS色度図に対して(0.21, 0.53)、(0.18, 0.50)、(0.23, 0.44)、(0.25, 0.49)の4点で囲まれる範囲に含まれるように、前記信号入力手段で入力される前記3つの画像信号のゲインを調整するゲイン調整手段と、

を具備したことを特徴とする蛍光観察用画像処理装置。

【0095】

(付記項2) ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第1の反射光画像の画像信号と、ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域の照明光を生体組織に照射して得た第2の反射光画像の画像信号と、蛍光を励起するための青色の波長帯域である励起光を生体組織に照射して得た蛍光画像の画像信号との3つの画像信号を入力する信号入力手段を有し、

前記ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域を青色、前記ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域を赤色、前記蛍光画像を緑色で表示されるように、前記3つの画像信号を合成して合成画像を生成する合成手段と、

前記合成画像上に表示される正常組織と病変組織との色相の境界が、CIE 1976 UCS色度図に対して(0.22, 0.52)、(0.18, 0.50)、(0.22, 0.45)、(0.25, 0.49)の4点で囲まれる範囲に含まれるように、前記信号入力手段で入力される前記3つの画像信号のゲインを調整するゲイン調整手段と、

を具備したことを特徴とする蛍光観察用画像処理装置。

【0096】

(付記項3) 白色光による赤色、緑色、青色の光を順次生体組織に照射して得た通常光画像の画像信号を生成する通常画像モードを有することを特徴とする

付記項 1 又は 2 に記載の蛍光観察用画像処理装置。

(付記項 4) 前記蛍光波長帯域は、520 nm を含む波長帯域であり、
2 つの反射光帯域は、それぞれ 550 nm、600 nm を含む波長帯域である
ことを特徴とする付記項 1 又は 2 に記載の蛍光観察用画像処理装置。

【0097】

(付記項 5) 前記蛍光波長帯域は、520 nm を含む 620 nm 未満の波長
帯域であることを特徴とする付記項 4 に記載の蛍光観察用画像処理装置。

(付記項 6) 前記 2 つの反射光帯域の波長幅は、20 nm 以下であることを
特徴とする付記項 4 に記載の蛍光観察用画像処理装置。

【0098】

(付記項 7) ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域及び、ヘモグロビンの
光の非吸収帯を含む波長帯域との 2 つの異なる波長帯域の照明光と、蛍光を励
起するための青色の波長帯域である励起光とを発する光源と、

前記光源からの前記 2 つの異なる波長帯域の照明光を生体組織に照射し、反射
された反射光による各々 2 つの反射光像と、前記光源からの前記励起光を生体組
織に照射し、励起された蛍光による蛍光像とを撮像する撮像手段と、

前記撮像手段で撮像して得た 2 つの反射光画像の画像信号と蛍光画像の画像信
号とを信号処理して処理画像を構築する画像処理手段と、を有する内視鏡装置に
おいて、

前記画像処理手段は、前記撮像手段で撮像して得た 2 つの反射光画像の画像信
号と、前記蛍光画像の画像信号との 3 つの画像信号を入力する信号入力手段を有
し、

前記ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域を赤色、前記ヘモグロビンの光
の非吸収帯を含む波長帯域を青色、前記蛍光画像を緑色で表示されるように、前
記 3 つの画像信号を合成して合成画像を生成する合成手段と、

前記合成画像上に表示される正常組織と病変組織との色相の境界が、CIE
1976 UCS 色度図に対して (0.21, 0.53)、(0.18, 0.50)、(0.23, 0.44)、(0.25, 0.49) の 4 点で囲まれる範囲
に含まれるように、前記信号入力手段で入力される前記 3 つの画像信号のゲイン

を調整するゲイン調整手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【0099】

(付記項8) ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域及び、ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域との2つの異なる波長帯域の照明光と、蛍光を励起するための青色の波長帯域である励起光とを発する光源と、

前記光源からの前記2つの異なる波長帯域の照明光を生体組織に照射し、反射された反射光による各々2つの反射光像と、前記光源からの前記励起光を生体組織に照射し、励起された蛍光による蛍光像とを撮像する撮像手段と、

前記撮像手段で撮像して得た2つの反射光画像の画像信号と蛍光画像の画像信号とを信号処理して処理画像を構築する画像処理手段と、を有する内視鏡装置において、

前記画像処理手段は、前記撮像手段で撮像して得た2つの反射光画像の画像信号と、前記蛍光画像の画像信号との3つの画像信号を入力する信号入力手段を有し、

前記ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域を青色、前記ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域を赤色、前記蛍光画像を緑色で表示されるように、前記3つの画像信号を合成して合成画像を生成する合成手段と、

前記合成画像上に表示される正常組織と病変組織との色相の境界が、CIE 1976 UCS色度図に対して(0.22, 0.52)、(0.18, 0.50)、(0.22, 0.45)、(0.25, 0.49)の4点で囲まれる範囲に含まれるように、前記信号入力手段で入力される前記3つの画像信号のゲインを調整するゲイン調整手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【0100】

(付記項9) 白色光による赤色、緑色、青色の光を順次生体組織に照射して得た通常光画像の画像信号を生成する通常画像モードを有することを特徴とする付記項7又は8に記載の内視鏡装置。

(付記項10) 前記蛍光波長帯域は、520nmを含む波長帯域であり、

2つの反射光帯域は、それぞれ550nm、600nmを含む波長帯域であることを特徴とする付記項7又は8に記載の内視鏡装置。

【0101】

(付記項11) 前記蛍光波長帯域は、520nmを含む620nm未満の波長帯域であることを特徴とする付記項10に記載の内視鏡装置。

(付記項12) 前記2つの反射光帯域の波長幅は、20nm以下であることを特徴とする付記項10に記載の内視鏡装置。

【0102】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、簡単な構成で十分に正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得られる蛍光観察用画像処理装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の第1の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】

通常観察用フィルタと蛍光観察用フィルタが設けられた切替フィルタの構成を示す図。

【図3】

通常観察用フィルタ、蛍光観察用フィルタ及び励起光カットフィルタの波長に対する透過特性を示す図。

【図4】

通常観察モードで白い被写体を観察した場合と、蛍光観察モードで皮膚を観察した場合とのCCDで受光した光強度の波長に対する特性とを示す図

【図5】

生体組織に対する蛍光画像の波長より得られる強度分布の特性例と、生体組織に対する反射光の波長より得られる強度分布の特性例とを示す図

【図6】

図1の画像処理回路の構成を示すブロック図

【図7】

モニタに表示される合成画像に対して関心領域を設定する際の画像表示例

【図 8】

合成画像上の正常組織と病変組織とより設定した関心領域内の画素値の平均値をプロットした色度図

【図 9】

図 8 の U C S 色度図に対して、正常組織と病変組織の集合が正規分布であると仮定し、縦軸 V、横軸 U それぞれの確率分布関数を求めた際の図

【図 1 0】

ゲインを変えた際の正常組織と病変組織とを識別することが可能であるときと困難であるときの境界点をプロットした色度図

【図 1 1】

図 1 0 の 4 つの境界点で囲まれる範囲内の中心に境界点がある場合のモニタに表示される合成画像の例

【図 1 2】

図 1 0 の 4 つの境界点で囲まれる範囲外に境界点がある場合のモニタに表示される合成画像の例

【図 1 3】

変形例を示すゲインを変えた際の正常組織と病変組織とを識別することが可能であるときと困難であるときの境界点をプロットした色度図

【図 1 4】

図 1 3 の 4 つの境界点で囲まれる範囲内の中心に境界点がある場合のモニタに表示される合成画像の例

【図 1 5】

図 1 3 の 4 つの境界点で囲まれる範囲外に境界点がある場合のモニタに表示される合成画像の例

【図 1 6】

切替フィルタに加えて 4 0 0 n m 付近の励起光を除くフィルタを設けた際の特性を示す図

【図 1 7】

励起光カットフィルタの代わりに、400nm付近の励起光を除くフィルタを設けた際の特性を示す図

【符号の説明】

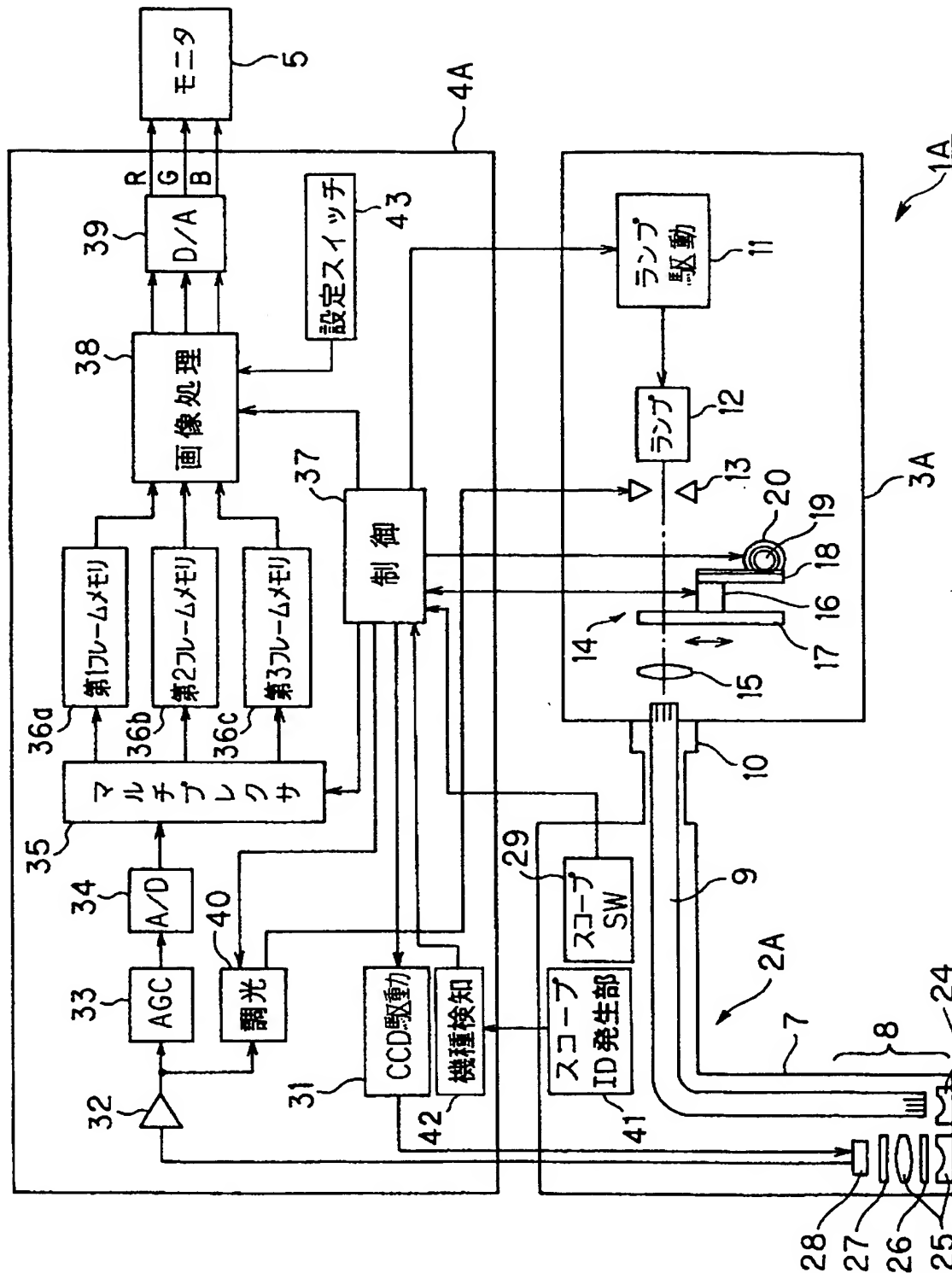
- 1 A …内視鏡装置
- 2 A …電子内視鏡
- 3 A …光源装置
- 4 A …画像処理装置
- 5 …モニタ
- 7 …挿入部
- 8 …先端部
- 1 2 …ランプ
- 1 4 …切替フィルタ部
- 1 7 …切替フィルタ
- 2 1 …RGBフィルタ
- 2 2 …蛍光観察用フィルタ
- 2 7 …励起光カットフィルタ
- 2 8 …CCD
- 3 2 …プリアンプ
- 3 3 …オートゲインコントロール（AGC）回路
- 3 4 …A/D変換回路
- 3 5 …マルチプレクサ
- 3 6 …フレームメモリ
- 3 7 …制御回路
- 3 8 …画像処理回路
- 3 9 …D/A変換回路
- 4 3 …設定スイッチ
- 5 1 …ルックアップテーブル
- 5 1 …ルックアップテーブル
- 5 2 …パラメータ決定部

5 3 … R O M

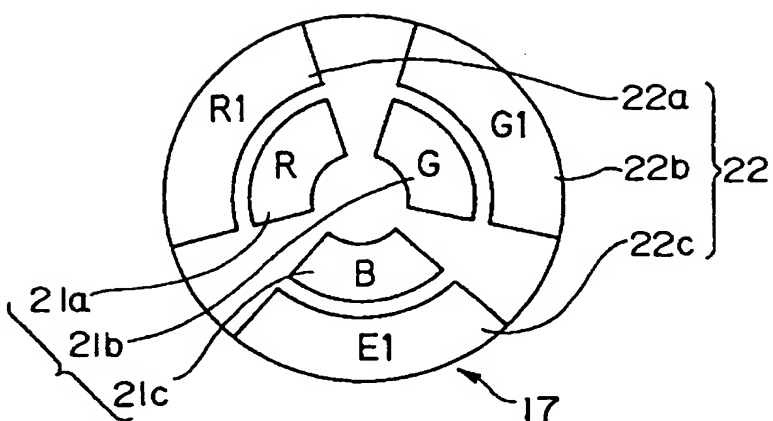
代理人 弁理士 伊藤 進

【書類名】 図面

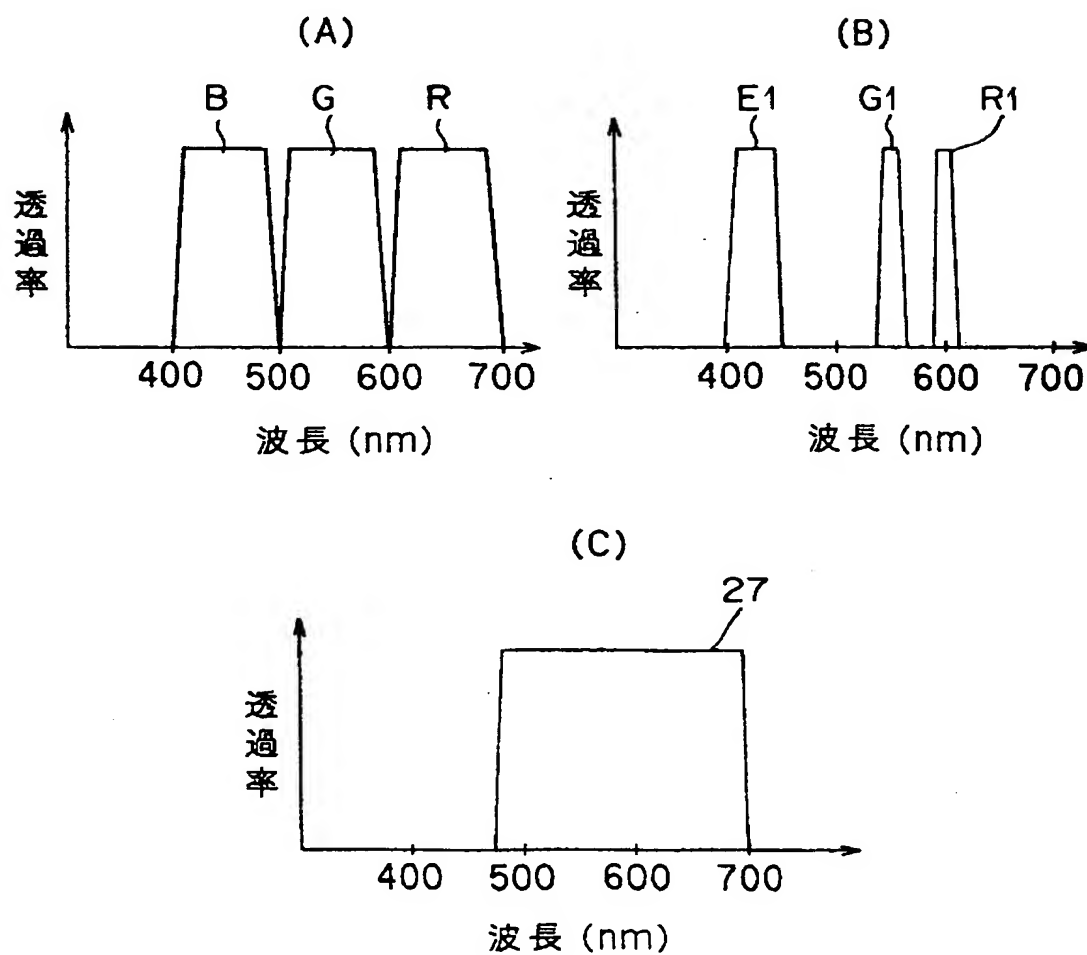
【図 1】



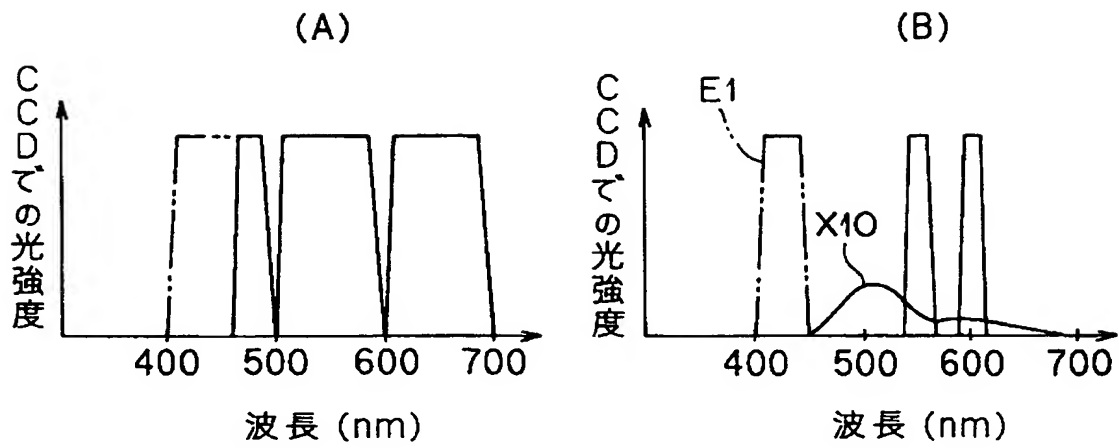
【図 2】



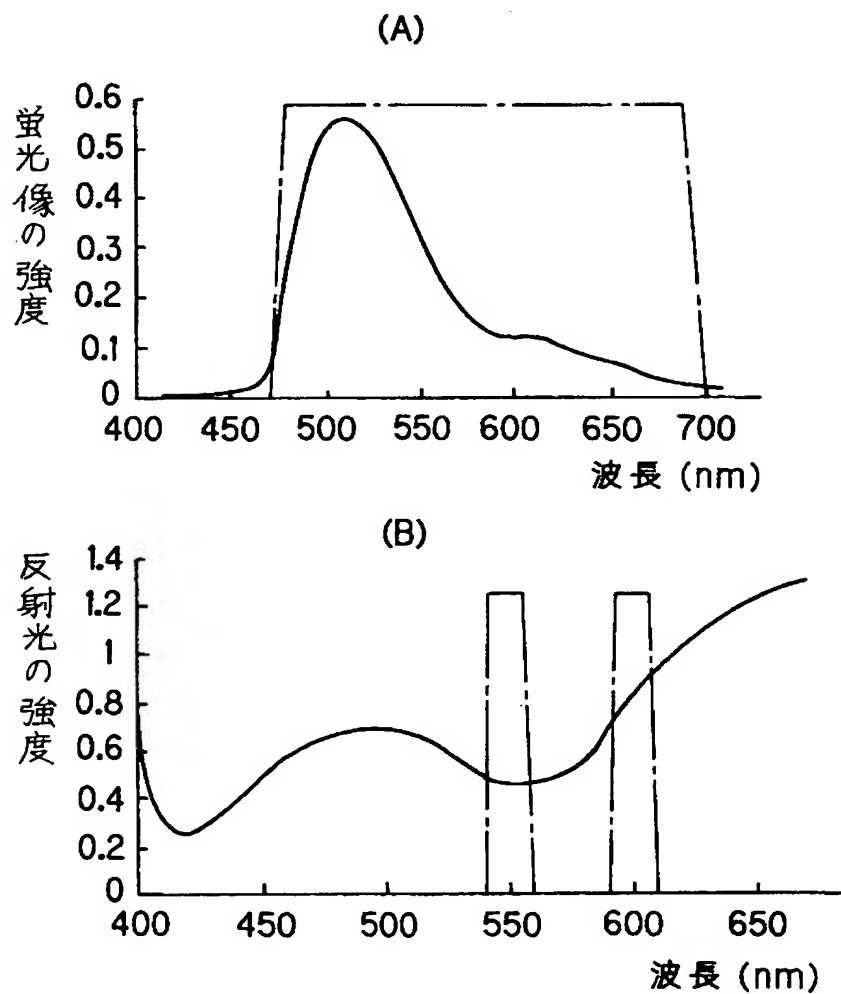
【図 3】



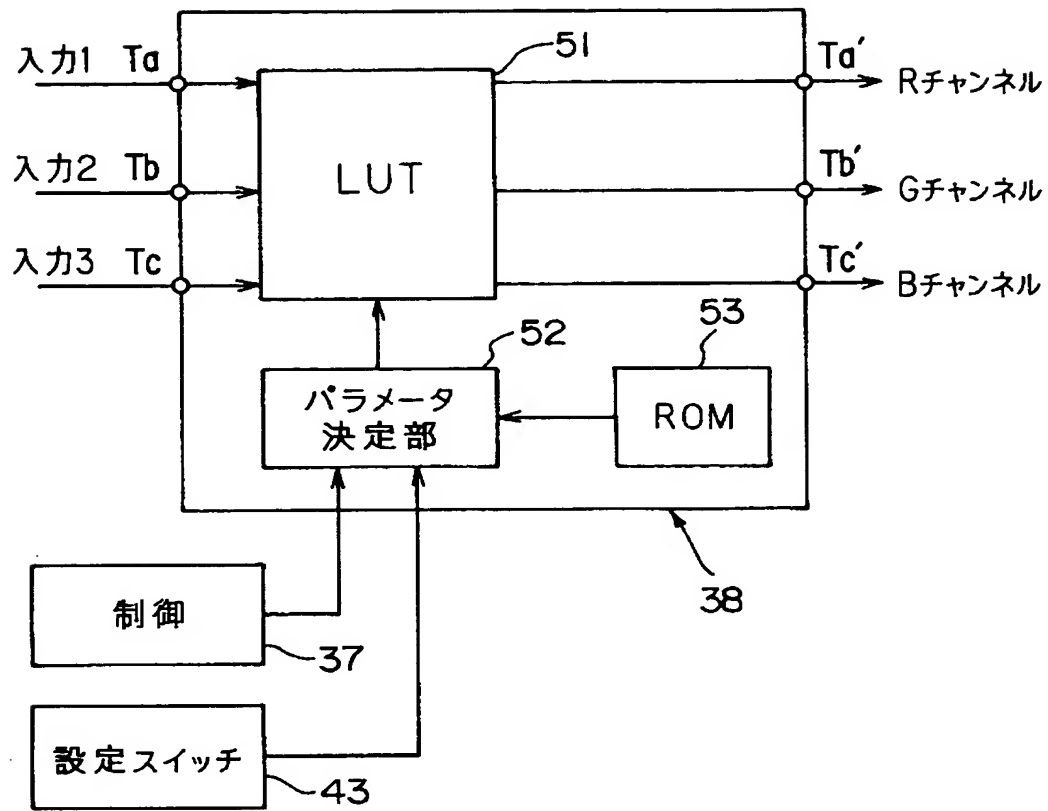
【図 4】



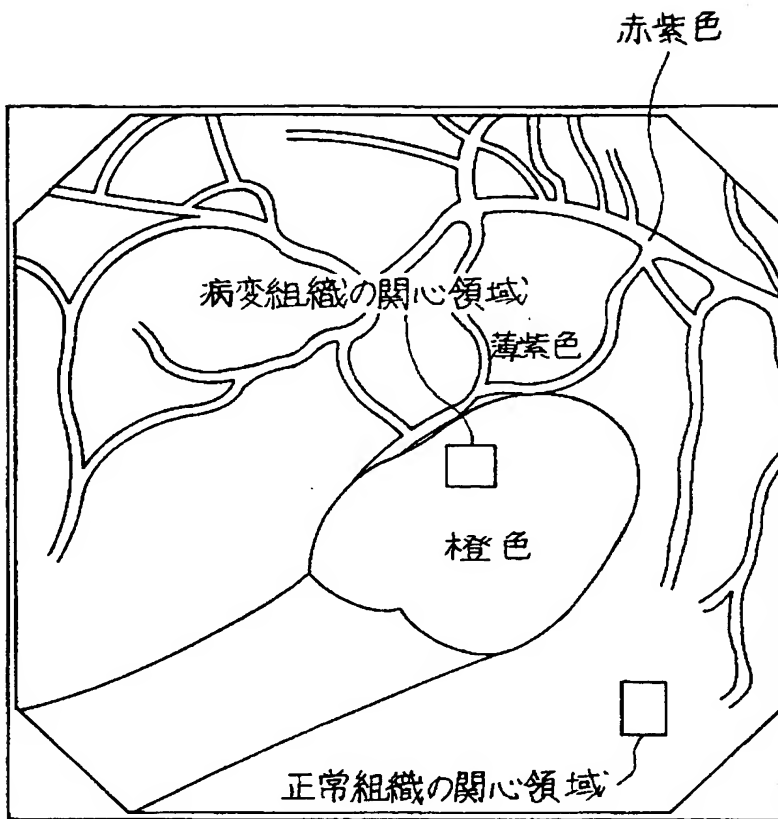
【図 5】



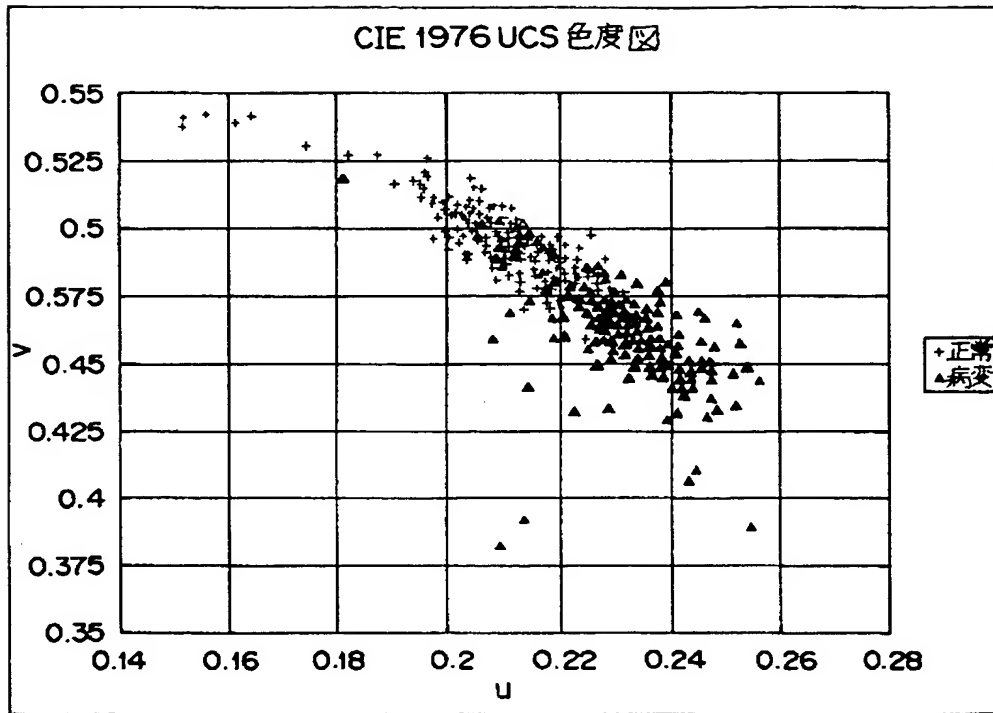
【図 6】



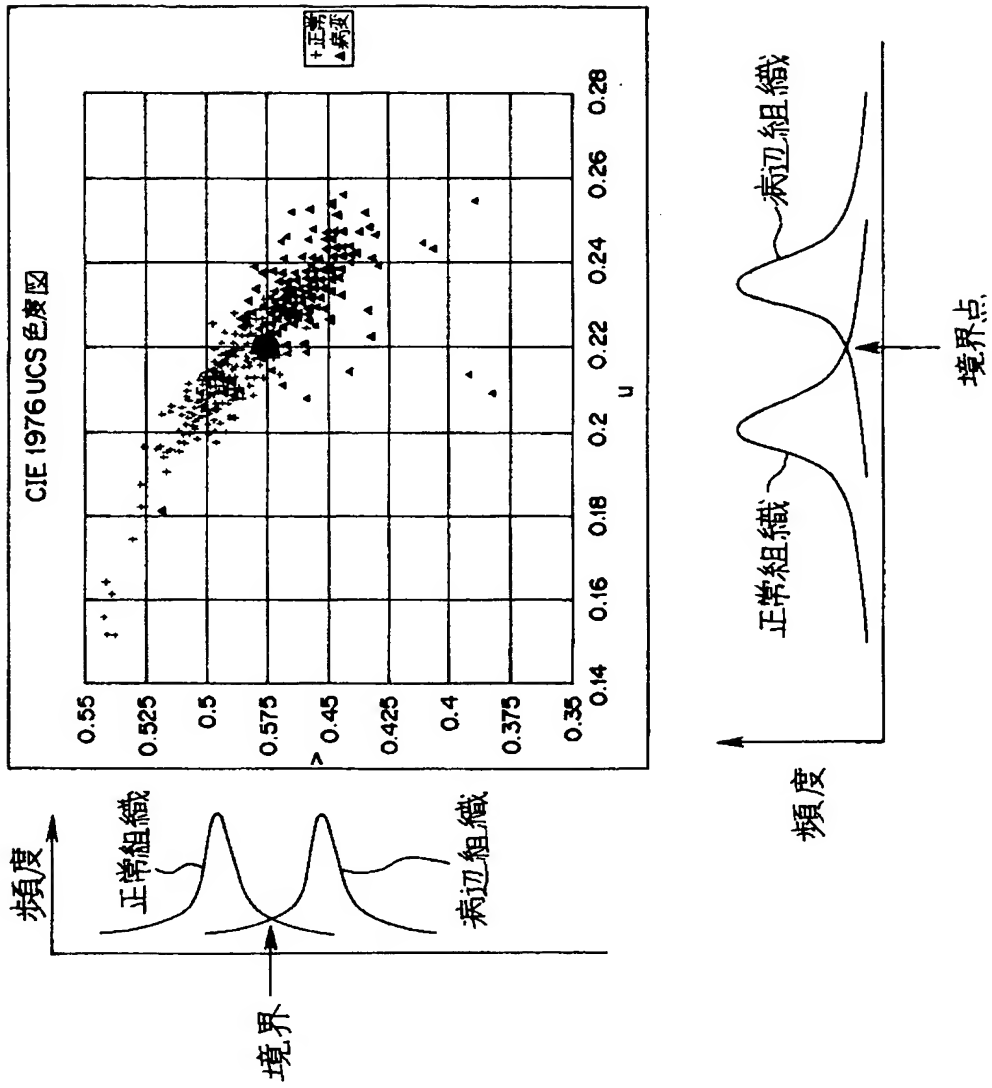
【図 7】



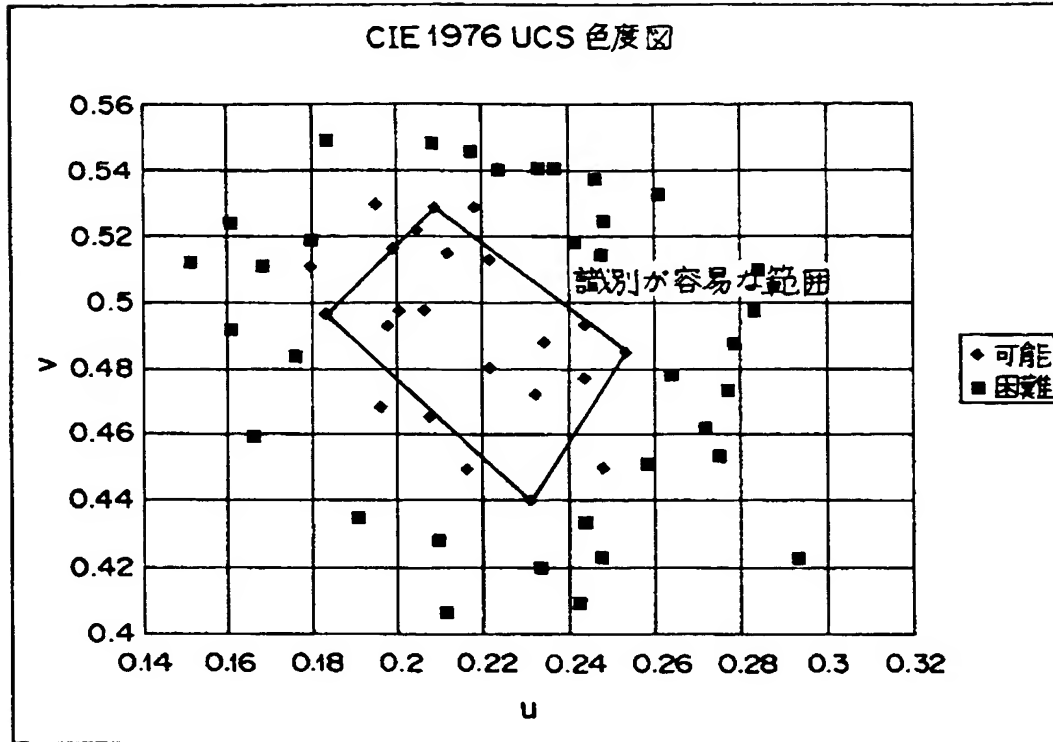
【図 8】



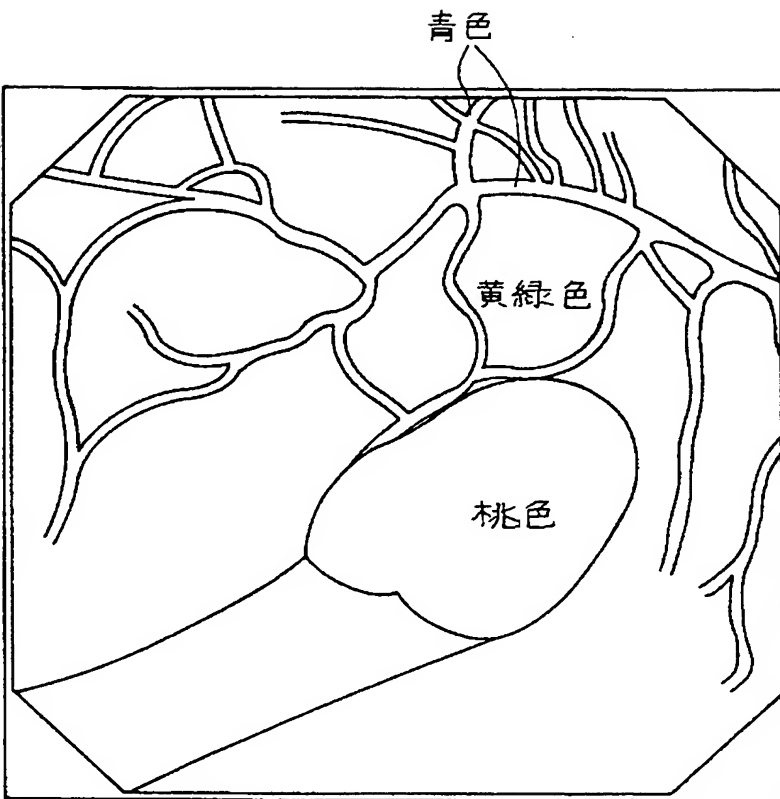
【図9】



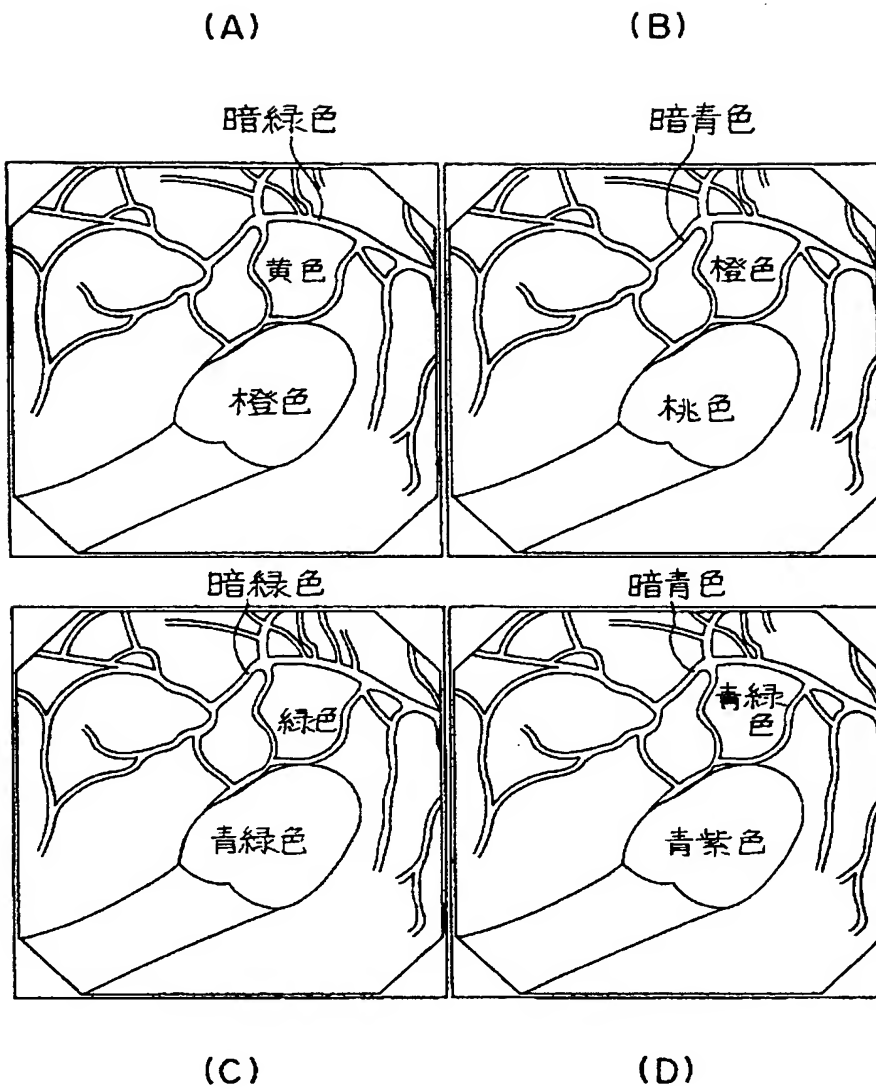
【図 1 0】



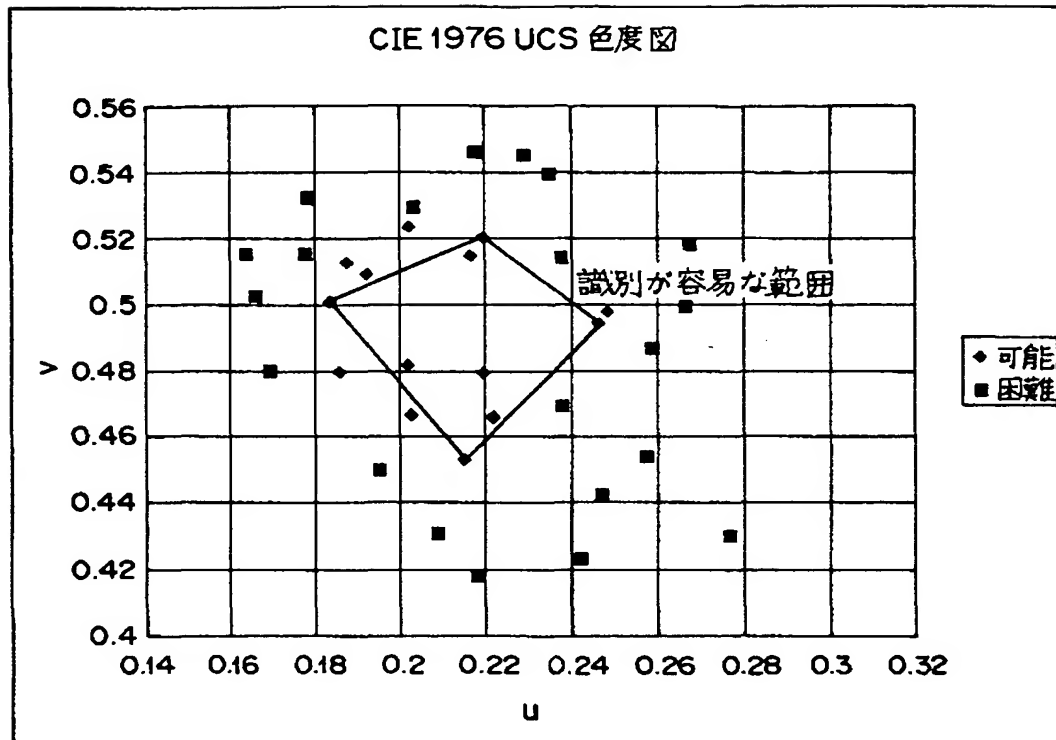
【図11】



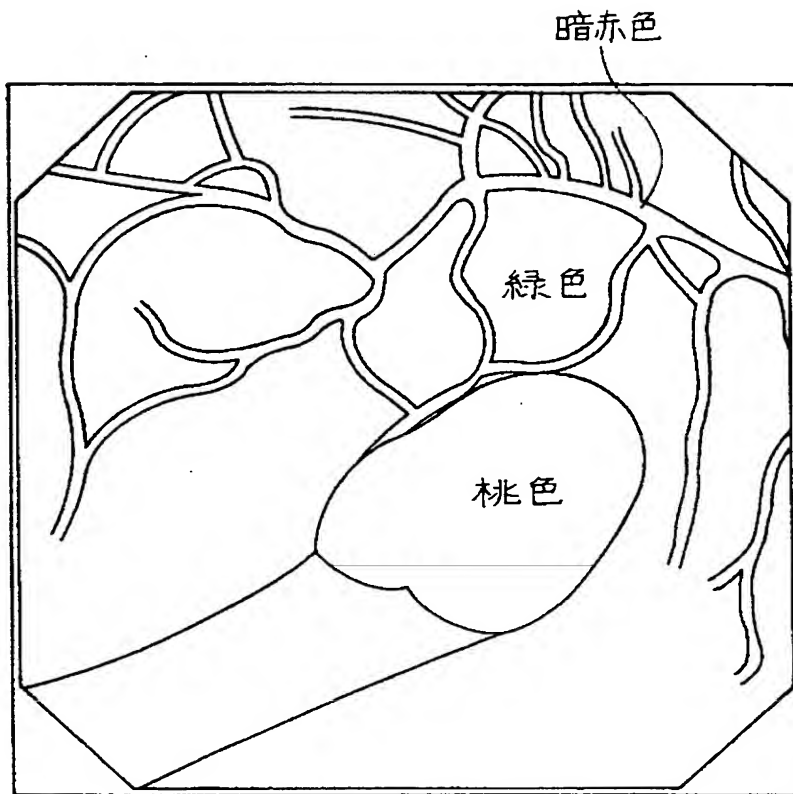
【図12】



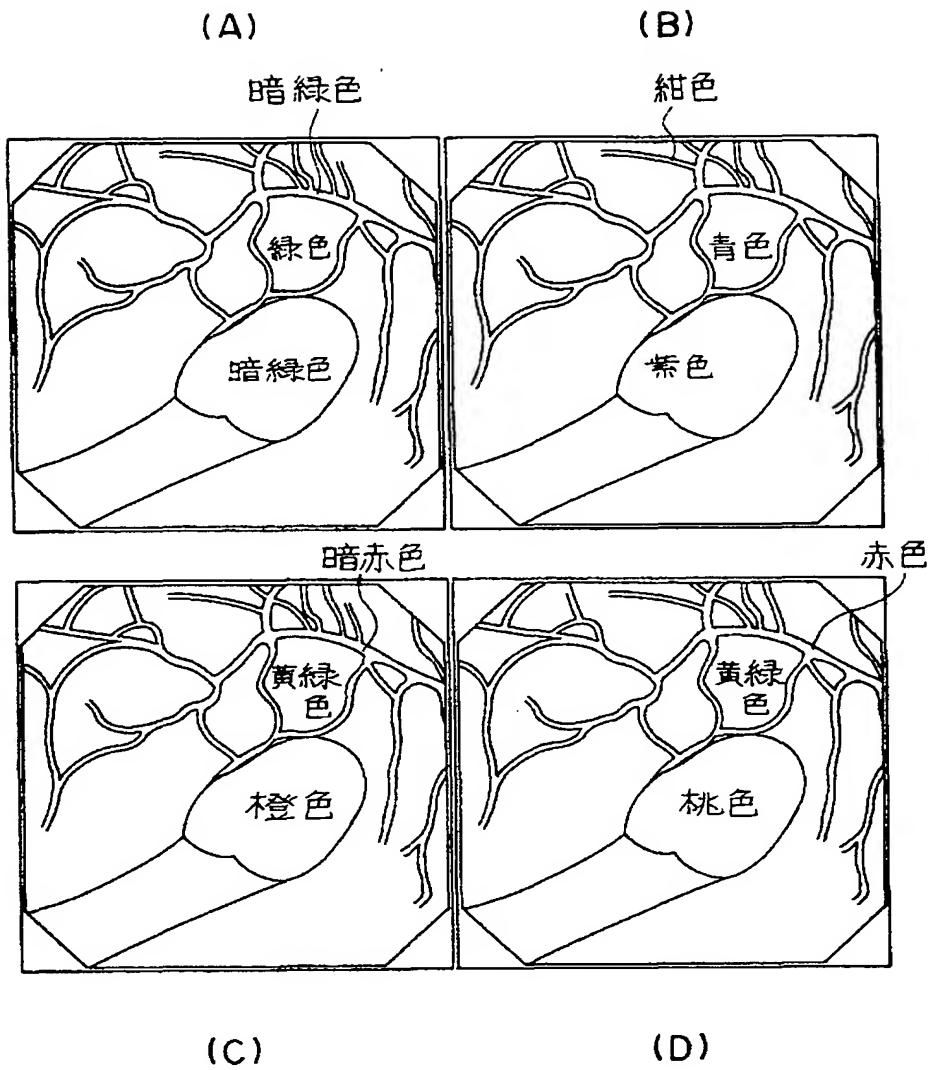
【図 13】



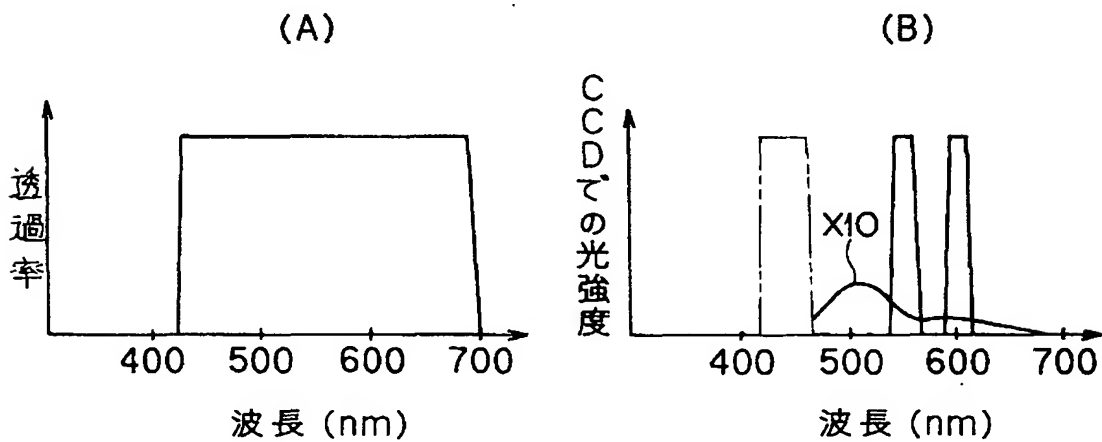
【図 1 4】



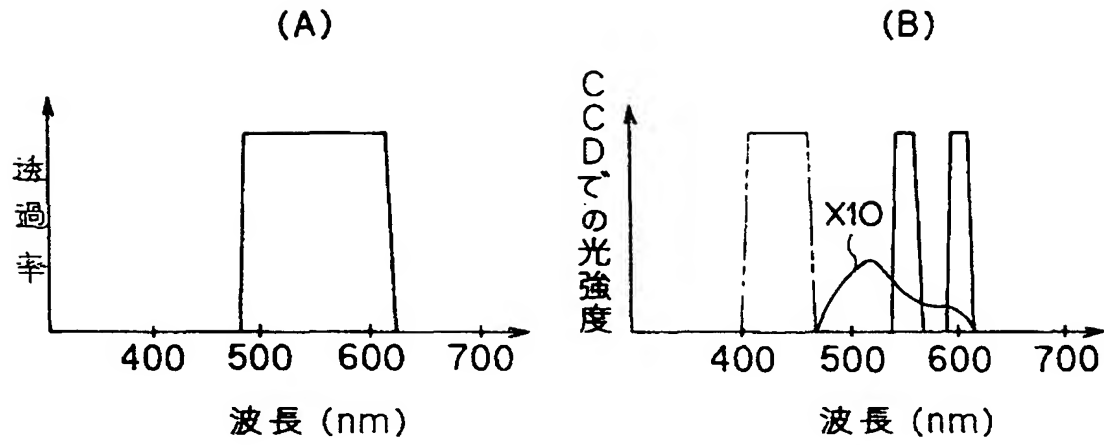
【図15】



【図16】



【図 1 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 簡単な構成で十分に正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得られる蛍光観察用画像処理装置を実現する。

【解決手段】 画像処理装置 4 A は、R G B チャンネルの B チャンネルに反射光の長波長側（ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域）の画像信号、G チャンネルに蛍光画像の画像信号、R チャンネルに反射光の短波長側（ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域）の画像信号を割り当て、1 つの画像として合成して合成画像を生成すると共に、前記合成画像上に表示される正常組織と病変組織との色相の境界が、C I E 1 9 7 6 U C S 色度図に対して（0. 2 1, 0. 5 3）、（0. 1 8, 0. 5 0）、（0. 2 3, 0. 4 4）、（0. 2 5, 0. 4 9）の 4 点で囲まれる範囲に含まれるように、入力される前記 3 つの画像信号のゲインを調整する画像処理回路 3 8 を有して構成される。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 0 3 7 6]

1. 変更年月日 1 9 9 0 年 8 月 2 0 日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号
氏 名 オリンパス光学工業株式会社